

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV VÝROBNÍCH STROJŮ, SYSTÉMŮ A
ROBOTIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF PRODUCTION MACHINES, SYSTEMS AND
ROBOTICS

KONSTRUKČNÍ CELKY BIOPROTÉZ HORNÍCH KONČETIN

STRUCTURAL MEMBERS OF PROSTHESES OF UPPER EXTREMITIES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS


AUTOR PRÁCE
AUTHOR

LUKÁŠ MUŽNÝ

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. PETR MATĚJKA

BRNO 2009

	Ústav výrobních strojů, systémů a robotiky	Str. 5
	BAKALÁŘSKÁ PRÁCE	

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá bioprotézami horních končetin. Cílem práce je vytvořit přehled o rozdělení a typech protéz a jejich jednotlivých konstrukčních prvcích. Zejména se pak věnuje problematice myoelektrických protéz. Poskytuje informace o biomechanice lidské ruky, specifikuje možnosti úchopu předmětu, podává přehled o výzkumných centrech a v nich vyvíjených náhradách horních končetin. Také se zaměřuje na možnosti protéz ovládaných pomocí myoelektrických signálů.

KLÍČOVÁ SLOVA

protéza, horní končetina, myoelektrický signál, elektromyografie

ABSTRACT

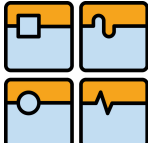
This bachelor thesis deals with the upper limb prosthesis. The target of the project is to create an overview of the distribution and types of prostheses and their individual elements. In particular, it deals with the problem myoelectric prostheses. Provides information on the biomechanics of human arm, specifies options grip of the object, gives an overview of the research centers and their substitutes developed upper limbs. It also focuses on the possibility of prostheses control by myoelectric signals.

KEYWORDS

Prosthesis, upper limb, myoelectric signal, electromyography

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

MUŽNÝ, L. *Konstrukční celky bioprotéz horních končetin*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2009. 46 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Petr Matějka.

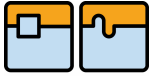
	Ústav výrobních strojů, systémů a robotiky	Str. 7
	BAKALÁŘSKÁ PRÁCE	

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce Ing. Petrem Matějkou a uvedl v seznamu literatury všechny použité literární a odborné zdroje.


V Brušperku dne 23. května 2009

.....
Lukáš Mužný

	Ústav výrobních strojů, systémů a robotiky	Str. 9
	BAKALÁŘSKÁ PRÁCE	

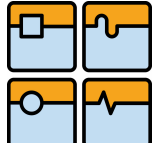
PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval Ing. Petru Matějkovi za odborné vedení mé práce, podnětné připomínky a cenné rady, kterými přispěl k vypracování této bakalářské práce.

	Ústav výrobních strojů, systémů a robotiky	Str. 10
	BAKALÁŘSKÁ PRÁCE	

OBSAH

Obsah	11
1 Úvod.....	12
2 Definice základních pojmů	13
3 Historický vývoj náhrad končetin	14
4 Biomechanika horních končetin	16
4.1 Kostí a klouby.....	16
4.2 Úchop.....	17
4.4 Určení stupňů volnosti horní končetiny	18
5 Základní rozdělení protéz horních končetin.....	20
6 Myoelektrické protézy	22
6.1 Popis myoelektrické protézy [2]	22
6.1.1 Způsob upevnění protézy k pahýlu [18]	23
6.2 Konstrukce protézy	23
6.3 Řízení protézy	25
6.4 Výhody a nevýhody myoelektrických protéz	26
6.5 Kosmetické rukavice	26
7 Pohony protézy	27
7.1 Elektromotory	27
7.2 Piezoelektrické motory	27
7.3 Pneumatické umělé svaly	29
7.4 Vodivé polymery, dielektrikové elastomery a polymerní gely [8]	30
7.5 Materiály s tvarovou pamětí	31
8 Senzorické vnímání.....	33
8.1 Kontaktní senzorické vnímání	33
8.2 Dotykové senzorické vnímání	33
8.3 Příklad senzorického řízení protézy	34
9 Myoelektrické signály	35
9.1 Historie zaznamenávání myoelektrického signálu	35
9.2 Elektrická aktivita činného svalu – akční potenciál.....	35
9.3 Zpracování myoelektrického signálu [21]	36
9.4 Metody zpracování EMG signálu	38
9.5 Elektrody pro snímání EMG signálu.....	38
10 Současný výzkum a vývoj myoelektrických protéz.....	39
10.1 Vědecká pracoviště.....	39
10.1.1 Výzkumné centrum Karlsruhe	39
10.1.2 Southamptonská univerzita	39
10.1.3 Eastern Hiroshima Prefecture Industrial Research Institute.....	40
10.1.4 Neural Engineering Center for Artificial Limbs (NECAL)	40
10.2 Komerční společnosti a jejich výrobky	41
10.2.1 Touch Bionics	41
10.2.2 Otto Bock	41
11 Závěr.....	43
Seznam použitých zdrojů	44
Seznam použitých obrázků	46

	Ústav výrobních strojů, systémů a robotiky	Str. 12
	BAKALÁŘSKÁ PRÁCE	

1 ÚVOD

Lidská horní končetina, jako hlavní nástroj manipulačního a hmatového ústrojí člověka, je pro jeho plnohodnotný život a uplatnění ve společnosti naprosto nepostradatelným orgánem. Ztráta horní končetiny znamená nejen velké zdravotní omezení a ve velké míře negativně působí i na psychický stav takto postiženého jedince. V lékařské praxi se jako náhrad amputovaných končetin používá protéz. Dnes používané protézy se dají rozdělit jak podle úrovně amputace končetiny, tak i podle funkčních požadavků. V posledních letech se v protetice zrychlil vývoj nových technologií a materiálu používaných pro výrobu umělých náhrad končetin. Tato skutečnost přispívá k jednoduššímu, spolehlivějšímu a komfortnějšímu používání protetických pomůcek.

K nejdokonalejším protézám patří protézy myoelektrické, kterým se z velké části věnuje tato práce. Tyto protézy jsou motorická zařízení, poháněná elektřinou většinou z malého akumulátoru. Umělá ruka zabezpečuje funkci úchopu kleštinami typu palec proti 2. a 3. prstu, s krytím kosmetickou rukavicí. Dále lze zabezpečit rotaci v zápěstí, alternativně ovládání flexe a extenze motorického lokte. Pacient ovládá protézu myoelektrickými potenciály, které jsou snímány na kůži nad kontrahující se svalovou skupinou amputačního pahýlu. Myoelektrické potenciály se snímají elektrodami přiloženými na kůži, jsou zesíleny a převáděny k servomechanismu ovládajícímu úchop a rotaci zápěstí protézy.

2 DEFINICE ZÁKLADNÍCH POJMŮ

Před započítím samotné práce je nutné vytvořit si širší povědomí o problému a vymezit základní pojmy spojené s umělými náhradami horních končetin.

Horní končetiny člověka jsou hlavními manipulačními, úchopovými a hmatovými orgány lidského těla. Lidská ruka slouží k práci i jako výrazový prostředek při komunikaci s okolím. [22]

Protéza končetiny je umělé prodloužení, které nahrazuje funkci chybějící či poškozené části těla. Spojení pacienta a protézy vytváří biomechanický celek. Konstrukce protézy a její indikace vyplývá z technických a mechanických možností protézy a z klinického nálezu pacienta. Pro výrobu pomůcky je nutná komunikace mezi lékařem, protetikem, fyzioterapeutem, pacientem a dalšími účastníky realizace protézy. [2]

Amputace je odstranění periferní části těla od celku úrazem nebo chirurgicky. V některých zemích byla a je amputace prstů, rukou či nohou praktikována jako trest u odsouzených zločinců či k nim docházelo z rituálních důvodů. V chirurgii se amputace provádí z důvodu zmírnění či odstranění bolesti nebo za účelem zamezení šíření infekce (gangrén) či metastáze. U člověka (na rozdíl od některých jiných živočichů, např. ještěrky) amputované periferní části těla nedorůstají a vzniklé následky lze napravit jen transplantací nebo umělou protézou [22]. Mezi hlavní důvody amputací patří:

- cévní onemocnění,
- cukrovka,
- úrazy,
- nádory,
- infekce,
- válečná zranění,
- vrozené vady a dysfunkce. [18]

Protetika je interdisciplinární obor složený z několika dílčích oborů. Jsou to zejména protetická protetometrie, protetika, ortotika, epitetika, adjuvatika, zdravotní postele, invalidní vozíky a kalceotika. Protetika je obor, který kompenzuje somatické a funkční deficity za pomoci vnějších aplikovaných protetických pomůcek.

Protetika má několik základních oblastí [4]:

epitetika – nauka o nefunkčních (kosmetických) náhradách,

ortotetika – nauka o náhradách funkce,

protetika – nauka o náhradách ztracené nebo nevyvinuté části a její funkce,

adjuvatika – nauka o kompenzačních a doplňujících pomůckách,

protetometrie - nauka o snímání měř a náhrad.

Biomechanika je interdisciplinární obor, který se zabývá mechanickou strukturou, mechanickým chováním a vlastnostmi živých organismů a jejich částí, a mechanickými interakcemi mezi nimi a vnějším okolím. [22]

3 HISTORICKÝ VÝVOJ NÁHRAD KONČETIN

Amputace částí lidských končetin byly prováděny již před desítkami tisíc let, čemuž nasvědčují archeologické nálezy amputací u neandrtálského a neolitického člověka. Důkazy o těchto operacích je možné nalézt v peruánských dějinách či Hippokratových spisech [18]. První doloženou protézou je protéza prstu mumie kněze egyptského boha Amona, jejíž staří je odhadováno na 3500 let. Protéza byla vyrobena ze dřeva a kůže [19].



Obr. 3.1 Protéza prstu egyptské mumie[19]

Zajímavá zmínka o protézách pochází od řeckého historika Hérodota (484 - 430 až 420 př.n.l.), který popisuje vězněné perské vojáky, kteří aby unikli ze spartského zajetí a zbavili se pout, prováděli sami na sobě amputaci nohou. Amputované končetiny jim pak byly nahrazeny dřevěnou protézou. Další nález v troskách Pompejí odhalil dokonalejší protézu nohy, která byla vyrobena z tenkého bronzového plátu upevněného na dřevěné jádro. Protézy se vyráběly ze dřeva, kostí, kovů a byly dokonce sladěny s oblečením. Někdy v roce 218 př. n.l. v době punských válek přišel generál Marcus Sergius o levou ruku, díky speciálnímu železnému nástavci byl schopen držet štít a účastnit se tedy dalších bitev [18], [19].

Až do renesance byly náhrady končetin složitou záležitostí a byly tedy dostupné jen pro bohatší vrstvy obyvatelstva. Přesto byly protézy končetin vyhotoveny ze základních materiálů jako je dřevo, kůže, železo a řemeslně upraveny do jednoduchých tvarů, jako jsou háčky a kolíky. V těchto dobách používali prostí lidé dřevěné protézy jako provizorní náhrady. V 16. století se začaly objevovat první důmyslnější protézy horních končetin, známá je tzv. železná ruka, kterou nosil rytíř Götz von Berlichingen.

Ambroise Paré (1510 – 1590), francouzský královský chirurg podstatně zlepšuje techniku amputace končetin a zkonstruoval protézu vycházející z podoby brnění, která se podobá dnešním moderním náhradám. Také jako první dokumentuje tzv.

fantómovou bolest, která se velmi často vyskytuje u pacientů po amputaci končetiny [18].



Obr. 3.2 Železná ruka [19]



Obr. 3.3 Ambroise Paré [18]

Po konci americké občanské války dochází k průmyslovému rozšíření výroby protetických náhrad, jelikož právě tato válka byla první, po které bylo značné množství lidí, kteří protézu potřebovali. Z doby občanské války je dokumentováno 30 000 amputací a to jen na straně Unie [18].

Protetika jako samostatný obor se rozvinula hlavně po druhé světové válce, kde množství amputací zvláště u mladých lidí vyžadovalo funkční řešení. Výzkum se zaměřil zvláště na vývoj pohyblivého kloubu, např. kolenního kloubu, který by umožnil kvalitní postoj, ale i volný pohyb při chůzi.

Vývojem elektricky ovládané protézy se zabývalo mnoho států. První sériově vyráběná se objevila v roce 1965 v SSSR, následně pak v Kanadě a v Rakousku. [18]

4 BIOMECHANIKA HORNÍCH KONČETIN

Vzhledem k tomu, že funkční náhrada horních končetin musí zachovávat základní schopnost lidské ruky, je nutné se před samotným podrobným rozdělením konstrukčních prvků protéz seznámit s biomechanikou a anatomii horní končetiny. Obzvláště pak s nejdůležitější funkcemi ruky – úchopem a hmatem.

Lze říci, že hmat je pro správnou funkci ruky nadřazen úchopu. Tam, kde je porušen hmat, v případě kdy je narušena citlivost pokožky, popřípadě dokonce hloubková citlivost lze pozorovat, že dochází k nedostatečnému úchopu.

4.1 Kostí a klouby

Kosti jsou pevné a tvrdé, spolu s chrupavkami a vazivem vytvářejí kostru, která je oporou těla. *Osový skelet* je tvořený lebkou a páteří. Na hrudní část páteře je připojena kostra hrudníku. *Kostra končetin* je tvořena kostmi a klouby. Kosti mají celou řadu funkcí v rámci pohybového systému i v rámci celého organismu. Vytvářejí pevnou oporu těla, přičemž umožňují pohyblivost jednotlivých částí. [17]



Obr. 4.1 Kosti horní končetiny [17]

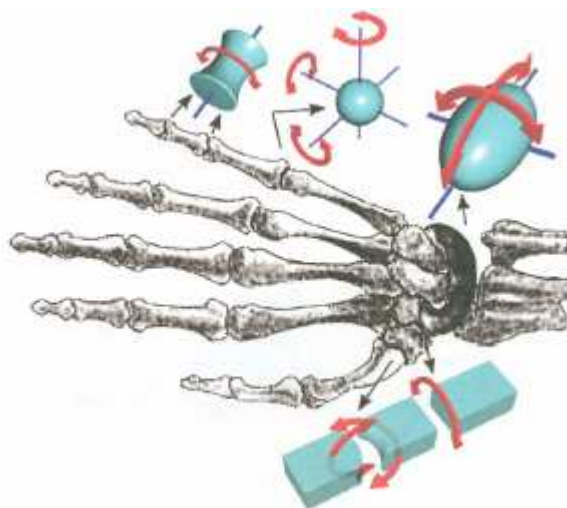
Kostra ruky má tři oddíly: zápěstí (carpus), záprstí (metacarpus) a články prstů (phalanges). Karpální kosti a jejich spoje reprezentují jen asi jednu šestinu délky ruky. Záprstí představuje dvě šestiny a prsty zbývající tři šestiny délky ruky. Každý prst má tři články spojené klouby, jen u palce chybí střední článek. Jednotlivé články

mají jeden stupeň volnosti – flexi (ohyb) a extenzi (napřímení). Proximální články jsou připojeny k metakarpálním kostem v metakarpofalangových kloubech, které mají po čtyřech stupních volnosti – flexe/extenze a dukce (pohyb do stran). [17]

Palec je připojený na trapezium sedlovým kloubem, který umožňuje opozici palce – tj. schopnost palce zaujmout postavení proti ostatním prstům. Díky tomu je možné uchopit danou věc špičkou prostředníku, ukazováku a oponovaného palce a také je možné s předmětem obratně manipulovat.

Rozsah pohybů prstů [2]:

- metakarpofalangový kloub – flexe do 90°, extenze do 10°, abdukce a addukce do 30°,
- proximální interfalangový kloub – flexe do 120°, hyperextenze do 10°,
- distální interfalangový kloub – flexe 60- 80°, extenze.



Obr. 4.2 Rozsah pohybu kloubů ruky [2]

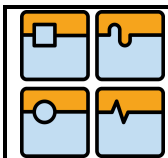
4.2 Úchop

Úchop je aktivní dotyk za spoluúčasti hmatu, s cílem udržet dotýkané a případně užít držené k určité činnosti. Schopnost uchopovat je projevem uvědomělé, volné koordinace složitých motorických pohybů jednotlivých svalových skupin. Kvalita úchopu závisí na pohyblivosti kloubů, svalové síle a koordinaci. K úchopu musí zaujmout postavení ruka, horní končetina a také celé tělo a jeho segmenty.

Z hlediska úchopu lze ruku rozdělit do tří funkčních částí:

- palec – zaujímá opozici proti ostatním prstům,
- 2. a 3. prst – mezi nimi a palcem dochází k nejdůležitějším činnostem ruky,
- 4. a 5. prst – tvoří podpůrnou skupinu ruky. [17]

Úchop lze rozdělit na reflexní a volný úchop. Reflexní úchop se objevuje ve vývoji, měl by vymizet nejpozději do konce druhého trimenonu. Poté již následuje volný úchop, chtěný a námi řízený. Ten lze rozdělit na přímý – prováděný rukou a úchop

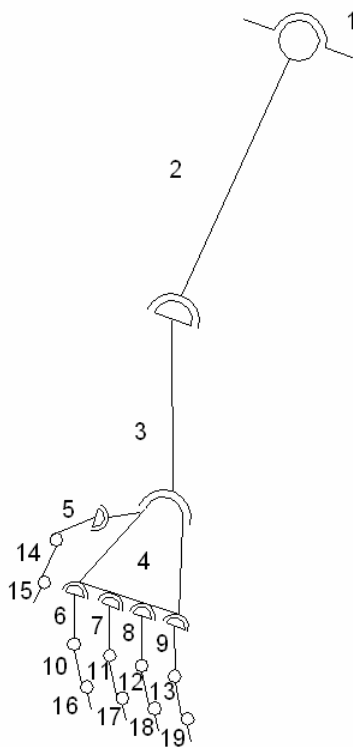


zprostředkovaný – prováděný za spoluúčasti nějaké pomůcky, nebo jen touto pomůckou [17].


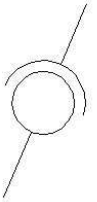
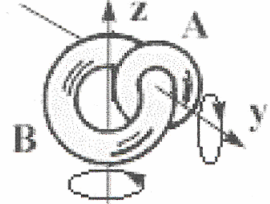

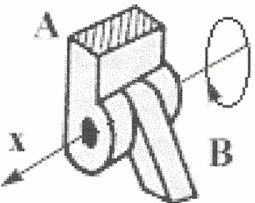
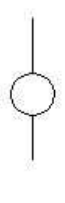
4.4 Určení stupňů volnosti horní končetiny

K určení stupňů volnosti horní končetiny lidského těla je vhodná tzv. strukturální analýza, ze které lze vypočítat počet stupňů volnosti pohybových částí těla a jejich charakter. Zaobírá se mechanismy z hlediska počtu členů, počtu kinematických dvojic, způsobu jejich spojení a možností jejich pohybu.

Člen je základním prvkem struktury. Základním předpokladem analýzy je, že jednotlivé prvky se nedeformují. Jednotlivé členy jsou na sebe připojeny tzv. půldvojice, které se následně spojují do biokinetických dvojic. Končetina, jako celek složený z kostí, se dále slučuje do biokinematických řetězců, které jsou tvořeny hmotnými mechanickými členy vzájemně svázanými geometricky definovanými vazbami (kinematickými dvojicemi), které vhodně, na dané rozlišovací úrovni, simulují tvar a hmotnostní geometrii těla, kinematickou a dynamickou charakteristiku vnitřních a vnějších vazeb pohybového aparátu člověka. [2]



Obr. 4.3 Stupně volnosti horní končetiny

Kinematická dvojice	kloub	j	ξ	Technická dvojice	Schématická značka
Sférická	ramenní	1	3		
2x rotační	loketní, zápěstní, palce	3	4		
rotační	Klouby prstů	9	5		

Tab.1 Stupně volnosti kloubových spojení [2]

j....počet kinematických dvojic

ξ...počet stupňů volnosti odebírané vazbou

Horní končetinu lze modelovat na základě anatomického zjednodušení uvedeného na obrázku. Čísla označují jednotlivé kosti i s rámem. V tabulce **Tab.1** jsou vyznačeny jednotlivá kloubová spojení a k nim ekvivalentní kinematické dvojice.

Pro výpočet stupňů volnosti je použit následující vzorec pro prostorový mechanismus:

$$i = 6 \cdot n - \sum_{j=1}^9 j \cdot \xi_j = 6 \cdot 18 - (1 \cdot 3 + 3 \cdot 4 + 9 \cdot 5) = 27$$

kde počet pohyblivých členů bez rámu je :

$$n = k - 1$$

Počet stupňů volnosti horní končetiny je rovno 27.

5 ZÁKLADNÍ ROZDĚLENÍ PROTÉZ HORNÍCH KONČETIN

Existuje několik typů protéz horní končetiny. Vhodný výběr závisí na výšce amputace nebo na typu vrozené vady, individuálních cílech a pracovních požadavcích postiženého, předpokládaném způsobu využití protézy, na věku, fyzických a psychických schopnostech postiženého.

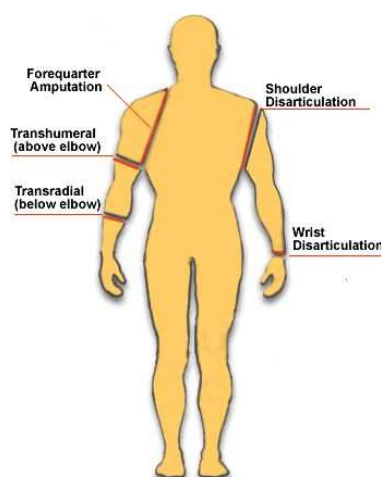
Tvarová (kosmetická) náhrada má jen estetickou funkci, kryje anatomickou ztrátu části horní končetiny, z funkčního hlediska nedostatečně kompenzuje funkci ruky.

Technickou náhradu lze chápat jako terminální pomůcku, která nemá vzhled lidské ruky a má jen omezenou funkci.

Funkční náhrada je zařízení, které má nahradit základní funkci lidské ruky, kterou je úchop. Tyto náhrady lze dále rozdělit na pasivně stavitelné a aktivní. V současnosti jsou bezpochyby nejdokonaleji fungujícími náhradami myoelektrické protézy. Jde o elektromechanické zařízení ovládané elektrickými impulsy (myopotenciály), které jsou snímatelné z povrchu kůže nad kontrahujícími svalovými skupinami. Pohon zpravidla tří prstů zajišťujících úchop (2. a 3. prst v opozici proti palci) je zajištěn stejnosměrným elektromotorkem napájeným z akumulátorů.

Rozdělení protéz podle úrovně amputace [18]:

- protézy ruky,
- protézy předloktní,
- protézy pažní.



Obr. 5.1 Jednotlivé amputační úrovně horních končetin [18]

Rozdělení protéz podle konstrukčního přístupu:

- kosmetické protézy,
- pasivně stavitelné protézy,
- aktivní protézy:

- *protézy hnané a ovládané silou uživatele*: protézy ovládané upraveným a neupraveným pahýlem, tahové a bradové,
- *protézy se samostatným pohonem*: pneumatické, elektrické,
- *hybridní protézy*: spojení vlastností obou předchozích typů protéz. [1]

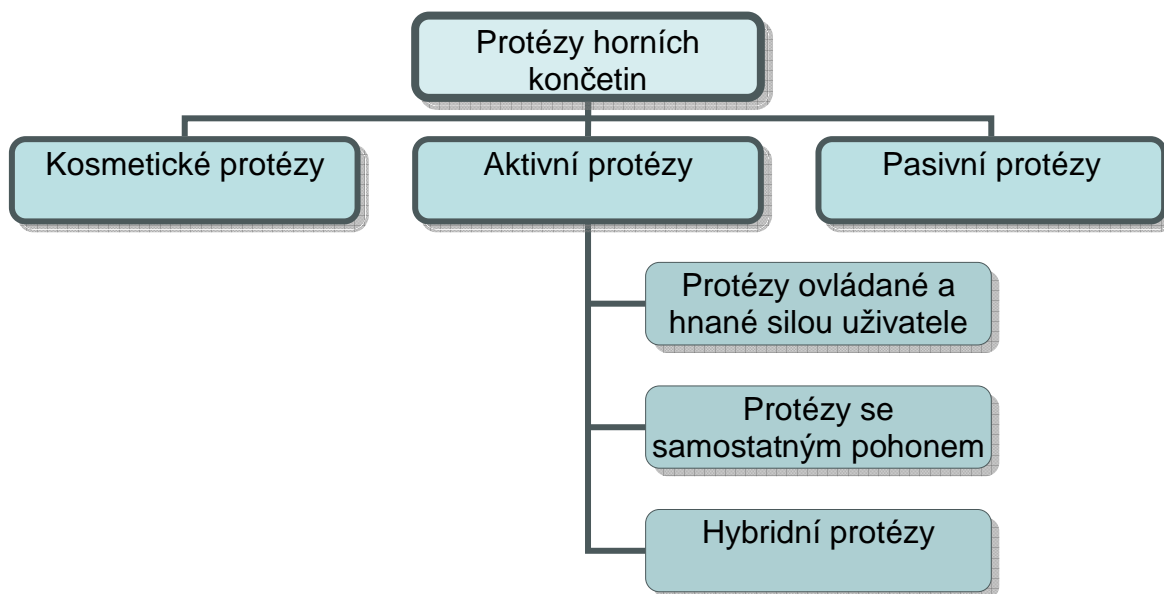


Diagram 1. Protézy horních končetin



Obr. 5.2 Kosmetická protéza



Obr. 5.3 Protéza hnaná silou uživatele



Obr. 5.4 Hybridní protéza

6 MYOELEKTRICKÉ PROTÉZY

6.1 Popis myoelektrické protézy [2]

Pahýlové lůžko umožňuje plynulé navázání na amputační pahýl a celý jej obepíná. V lůžku jsou zabudovány snímací elektrody, integrované zesilovače EMG signálů a filtry. Nasedací věnec pahýlového lůžka zabezpečuje správné postavení a tím i ovládání celé protézy. Tvar lůžka zajišťuje protézu proti sklouznutí a rotaci na pahýlu, dále umožňuje opření a rozložení svalů, což je významné pro jejich funkci. Vrchol pahýlového lůžka zabezpečuje jednak dobrou oporu uživateli protézy v lůžku, ale i optimální návrat krve a tkáňového moku v rámci krevního a lymfatického oběhu. U myoelektrických protéz se převážně užívá tzv. ulpívací typ pahýlového lůžka využívající pro zachycení svaly pahýlu, prominující kostní výběžky a funkční edém. Tento způsob upevnění protézy uživatele minimálně omezuje, kosmeticky je nenápadný a nezpůsobuje negativní změny na pahýlu. Naopak při vhodném tvarování nasedacího věnce a těla pahýlového lůžka napomáhá udržovat normotonii a celkově trofiku příslušných svalů.

Vmezeřená část je část protézy nahrazující končetinový defekt. Představuje tvarové, a funkční doplnění chybějících částí končetiny až na její terminální ukončení. Může v sobě obsahovat např. pasivně nebo aktivně ovládané umělé klouby a zařízení k jejich ovládání. U myoelektrických protéz je v této části zabudován bateriový akumulátor, jsou zde vedeny elektrické vodiče a jiná zařízení.

Terminální pomůcka má funkci koncového efektoru protézy. Svým tvarem a pohybem přímo zajišťují základní princip protézy – úchop.



Obr 6.1 Myoelektrická protéza

6.1.1 Způsob upevnění protézy k pahýlu [18]

Nesnímatelné – integrované upevnění

Tradičně jsou pacienti vybaveni protézami s objímkou na pahýl amputované končetiny. Nevýhodou této metody je nedostatečná kontrola končetiny, potíže s poškozením měkké tkáně a s upevněním protézy u problémových pahýlů. Tyto problémy by mohly být odstraněny použitím techniky perkitánních implantátů, kterým se protéza upevní přímo ke končetině.

Systém přímého upevnění protézy ke kosti je založen na principu osseointegrace, kterou vyvinul profesor P. Branemark z Goteborgu. Osseointegrace znamená přímý kontakt titanového implantátu s kostní tkání.

Podtlakové upevnění

Plně kontaktní lůžko s ventilem, který umožňuje přisátí k pahýlu – není nutná závěsná bandáž. Uchycení a manipulace s protézou je pak velmi snadná. Pahýlové silikonové lůžko nebo návlek umožňují uživatelský konformit, snižují třecí síly mezi pahýlem a protézovým lůžkem a má vysokou přilnavost k pahýlu.

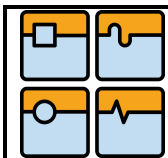
6.2 Konstrukce protézy

Konstrukce mechanické části protézy je ve zjednodušeném principu podobná kleštím a je tedy schopná dvou základních typů úchopu – *dlaňového* (silového) úchopu, kdy je předmět uchopen plochou dlaně, a *špetkového* (precizního), kdy je předmět uchopen konečky prstů. Limitujícím faktorem u dlaňového úchopu je velikost předmětu, nelze totiž například uchopit podlouhlé předměty s malým průměrem. Samotný úchop je pak řešen následovně – 2. a 3. prst jsou poháněny stejnsměrným motorem s převody napájený z akumulátorů. Oba prsty se společně pootáčí kolem čepu. S tímto pohybem je mechanicky spřažen pohyb palce proti 2. a 3. prstu. Protože prsty jsou pohyblivé pouze v jednom kloubu a mají jeden stupeň volnosti, ruka umožňuje jenom jednoduché, neadaptibilní sevření předmětu. [2]

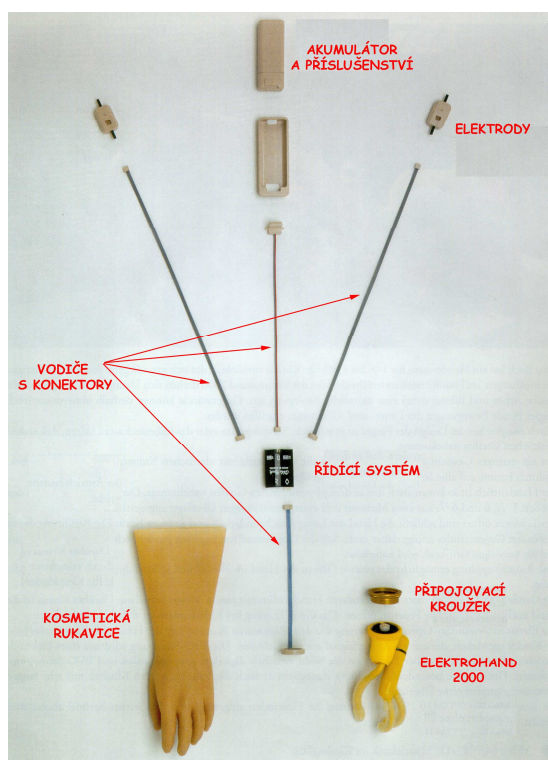
Pohon prstů bývá uskutečněn ve většině případů stejnsměrným elektromotorkem s převody (čelní nebo planetové) o výkonu přibližně 5-10W [2]. V některých případech se používají pohybové šrouby a táhla.

Elektronický řídicí systém je integrován přímo do protézy, napájení elektroniky a elektromotorku je z akumulátoru umístěným v pahýlovém lůžku, kde jsou také zabudovány elektrody snímající myosignály. Velikost rozevření a síla stisku se pohybuje v závislosti na velikosti protézy a výrobci. U protéz pro děti je velikost rozevření zhruba 35-70mm a síla stisku 15-60 N, velikosti pro dospělé mají rozevření 80-100mm a sílu stisku 35-100 N.

Velmi důležitá je hmotnost celé protézy, která by měla odpovídat hmotnosti chybějící části končetiny. Vlastní mechanismus nejlehčího typu pro dospělé váží 197g, nejtěžší 460g. Proto se používají lehké a pevné materiály, jako slitiny hliníku, hořčíku, plasty nebo kompozity.



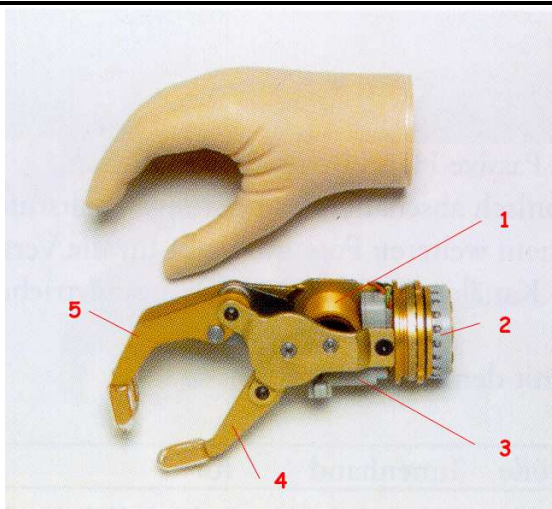
Zdrojem elektrická energie pro pohon i elektroniku bývá dobíjecí akumulátor o napětí 4,8 – 7,2 V, výjimečně až 12V [2].



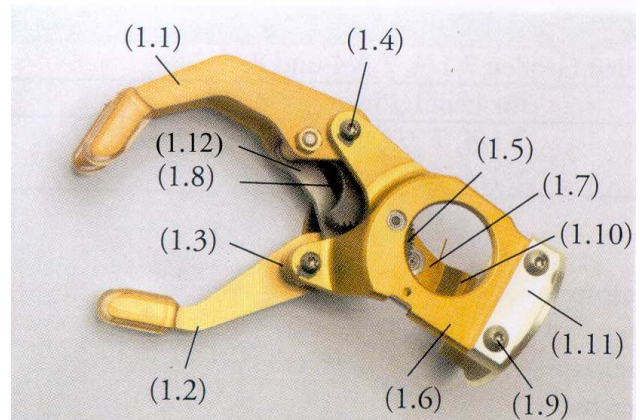
Obr. 6.2 Základní komponenty protézy
Zobrazeny jsou sériově vyráběné díly,
pahýlové lůžko a vmezeřená část se vyrábí
individuálně na míru uživatele.[2]

Protézy ruky mohou být také vybaveny **elektrickým rotátorem zápěstí**, který umožňuje pronaci/supinaci zápěstí, nebo může být protéza ruky připojena na náhradu paže s aktivním elektricky poháněným loketním kloubem. Pak je možné myoelektrickými impulsy řídit více funkcí, jako například úchop předmětu společně s rotací zápěstí, nebo s flexí/extenzí v loketním kloubu. Ovšem řízení více pohybů hodně zatěžuje uživatele a vyžaduje veliké soustředění. [2]

Myoelektrické ovládání lze také nahradit manuálním ovládáním spínačem nebo senzorem, který zaznamenává změnu mechanického napětí kůže nad kontrahující svalovou skupinou. Rotaci v zápěstí je také možné ovládat mikropsínači, které jsou v kontaktu s pahýlem a ovládací signály jsou jeho pootočení v pahýlovém lůžku protézy. Také lze použít bandáže s lankem podobně jako u tahových protéz. Pohyb lanka ovšem přímo nepůsobí na mechanismus protézy, ale je pouze ovládacím signálem. [2]



Obr. 6.3 Konstrukční uzly protézy ruky [3]
 1 - stejnosměrný elektromotorek napájený z akumulátorů
 2 - záपětní jednotka pasivně stavitelná
 3 - elektronika
 4 - palec
 5 - prsty



Obr. 6.4 Protéza bez elektromotorku [3]
 Ozubený segment (1.5) je poháněn elektromotorkem s čelními převody a je pevně spojen s prsty protézy (1.1). Ty se pootáčejí kolem čepu (1.4) a pomocí táhla (1.12) jsou spřaženy s palcem (1.2) otočným kolem čepu (1.3).

6.3 Řízení protézy

Podle dispozice pacienta a typu protézy je ji možno řídit digitálně nebo proporcionálně. [2]

Digitální řízení, kdy rychlost a síla úchopu je neměnná, může být realizováno několika způsoby:

Jednokanálové řízení - ruka je otevírána a uzavírána signálem z jedné svalové skupiny. Pomalá a slabá kontrakce svaly pod elektrodou uzavírá ruku, rychlá a silná kontrakce ruku otevírá. Jednokanálové s dvěma funkcemi a „hladinovou citlivostí“ (3-stavový) – systém rozlišuje dva signály s rozdílnou maximální hodnotou amplitudy. Jeden signál ruku otevírá, druhý uzavírá. Jednokanálový se dvěma funkcemi a „rychlostní citlivostí“ – systém rozlišuje dva signály s rozdílnou výchylkou napětí ve stejném časovém úseku od vzniku EMG signálu, tzn. rychlost kontrakce.

Dvoukanálové digitální řízení – poté, co je zaregistrován nadprahový myosignál z první či druhé svalové skupiny, dojde k otevření, resp. sevření ruky s konstantní rychlostí. Dvoukanálový se dvěma funkcemi a „hladinovou citlivostí“ - dva ovládací signály jsou snímány ze dvou svalových skupin.

Proporcionální řízení – síla a rychlost úchopu je úměrná k síle EMG signálu svaly. Proces úchopu je více přirozený a usnadňuje jemné sevření drobných nebo křehkých předmětů. Tento systém obvykle vyžaduje elektrody na dvou svalových skupinách, ovládání je pro uživatele namáhavější než digitální řízení.

6.4 Výhody a nevýhody myoelektrických protéz

Hlavní výhody a nevýhody myoelektrických protéz ve srovnání s tahovými:

Výhody:

- myoelektrická protéza pracuje nezávisle na pohybech jiných částí těla a její funkce je přirozenější,
- u proporcionálního řízení je přesnější a kvalitnější provádění úchopu,
- protéza může být vybavena i aktivní rotací zápěstí,
- lepší kosmetický vzhled než tahové protézy.

Nevýhody:

- složitá konstrukce a z toho vyplývající vysoká cena a nákladný servis,
- větší hmotnost než tahové protézy,
- závislost na vnějším energetickém zdroji,
- problematické ovládání protézy,
- protéza není vhodná pro všechny pacienty.

6.5 Kosmetické rukavice

Při konstrukci protéz je také brán zřetel na estetiku, proto by měla protéza co nejvíce připomínat lidskou ruku. Z tohoto důvodu lze samotnou protézu zakrýt kosmetickými rukavicemi, které imitují lidskou pokožku. Kosmetické rukavice mohou být vyráběny sériově nebo na základě zdravé ruky pacienta, aby co nejvíce připomínala zdravou ruku. Samotné rukavice jsou pak vyráběny z PVC nebo silikonu. [3]

Silikonové rukavice mají realističtější vzhled. Jejich trvanlivost jsou přibližně 4 roky. Daleko lépe zlepšují adaptibilitu úchopu než PVC rukavice. Jsou odolné proti zašpinění a skvrnám – jednoduše omyvatelné. Rovněž mohou sloužit jako krytí kovových částí myoelektrických protéz.

pořizovací náklady **PVC rukavic** jsou nižší než je tomu u silikonovým. Mají bohužel nižší trvanlivost a to přibližně 4 až 6 měsíců. Jsou však odolnější proti roztržení.



Obr. 6.4 Kosmetické rukavice

7 POHONY PROTÉZY

Pohon protézy patří k její nejdůležitější konstrukční části, přičemž lze dnes použít několik typů pohonů.

7.1 Elektromotory

Mezi nejčastěji používané typy pohonů v protetice jsou elektromotory. Nejdokonalejší a nejkvalitnější elektromotory mají rotor se samostatným vinutím.

Toto vinutí dodává motoru podstatné vlastnosti, kterými předčí klasický motor s vinutím na železném jádru. Tento typ motoru je pro určitý výkon menší a lehčí, jelikož permanentní magnet je vložen do prostoru uvnitř dutého vinutí rotoru. Příčný rozměr dutiny podstatný pro sílu magnetu je dostatečný, aby magnet vyvolal potřebnou magnetickou indukci. Pro vnější stranu obvodu je postačující tenký plášť motoru umístěný těsně nad vinutím. U klasického motoru jsou ještě vloženy permanentní magnety.

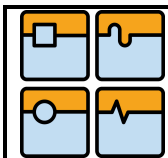
Motor se samonosným vinutím má mnohem delší životnost. Limitujícím prvkem pro životnost stejnosměrných motorů jsou kartáče a komutátor. Konec života stejnosměrného motoru je obvykle způsoben opálením kartáčů a hran lamel komutátoru jiskřením. Jiskry vznikají odpojováním segmentů vinutí při přechodu kartáčů na následující lamelu komutátoru. Proud v odpojované části vinutí vytvářel magnetické pole rotoru, které při odpojení této části zaniká. Jeho energie se mění na proud, který se uzavírá přes odcházející lamelu a kartáč jako elektrický oblouk [1].

Samonosné vinutí má nízkou indukčnost a velmi nízkou elektrickou časovou konstantu. Reakce motoru na změnu napájecího napětí je okamžitá. Moment setrvačnosti rotoru je nižší o moment setrvačnosti jádra, takže i mechanická časová konstanta motoru je pouze několik ms až několik desítek ms, během kterých se pohon rozběhne na požadovanou rychlost.

Špičkové stejnosměrné elektromotorky dosahují výkonové hustoty až 0,18 W/g.

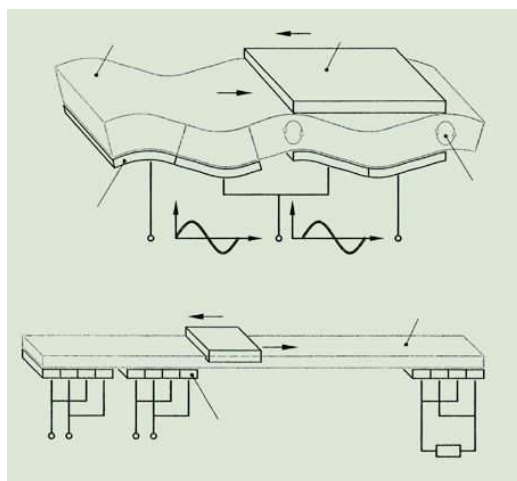
7.2 Piezoelektrické motory

Piezoelektrické motory (piezomotory) jsou v protetice používány kvůli jejich kompaktnosti a adaptabilitě a také například kvůli většímu jmenovitému momentu na hřídeli ve srovnání s klasickými motory stejného objemu, snadnému řízení otáček, velkému brzděnému momentu v klidovém stavu, který nevyžaduje žádné přidavné prvky, malému momentu setrvačnosti rotoru, tichému chodu, a také nevytváří elektromagnetické rušení. Bohužel je třeba tyto motory vybavit spolehlivou regulací umožňující plné využití jejich kladů, jelikož jsou velmi závislé na provozních parametrech, zejména na pracovní frekvenci a součiniteli mechanického tření. Mezi další omezení patří nutnost použít speciální budicí obvod.



BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

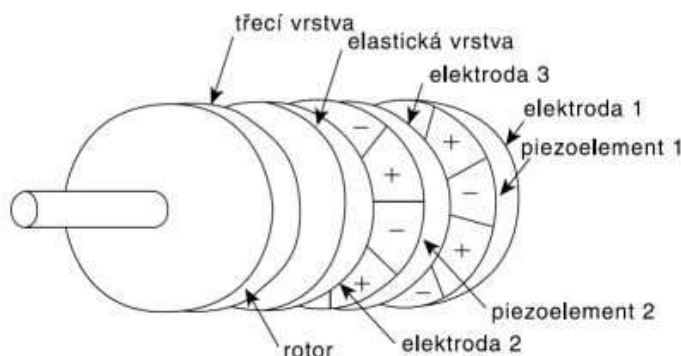
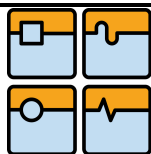
Podle funkce lze rozdělit piezomotory do několika kategorií. Princip jejich funkce lze nejlépe vysvětlit na jeho lineární variantě. Pohyblivá část motoru se pohybuje po vlnící se statorové tyči. Stator lineárního piezomotoru je tvořen pružným měděným pásem, k jehož spodní straně jsou přilepeny piezoelektrické destičky. Existuje několik způsobů, jak vyvolat postupnou elastickou vlnu. K piezoelektrické vrstvě, ve které se střídají opačně polarizované úseky se přiloží stejnosměrného napětí mezi elektrody, přičemž nastane objemová deformace piezoelektrického elementu. Úseky, které jsou polarizovány v jednom smyslu, zvětší svoji tloušťku, zatímco úseky polarizované opačně se ztenčí. U pevně spojené elastické vrstvy nastane při přiložení stejnosměrného napětí sinusové prohnutí. Při přiložení střídavého napětí vznikne stojatá vlna. V elastické vrstvě se vybudí stacionární ohybové deformace. Nastává přeměna elektrické energie na mechanickou, vzniklémi kmity se podél statorové tyče vytvoří mechanické kmity a postupná vlna.



Obr. 7.1 Lineární piezomotor [7]

Destičky jsou buzeny ze střídavého ultrazvukového zdroje ($f = 30$ až 50 kHz), proto se tyto motory někdy označují jako „ultrazvukové motory“. (Ultrazvukové motory pracují někdy na frekvencích od 20 kHz do 70 kHz). Měrný výkon piezomotoru je sice pětikrát až desítkrát vyšší než u tradičních motorů, ale jen tehdy, je-li napájecí frekvence shodná s rezonanční frekvencí motoru f_0 . Rezananční frekvence f_0 je ovšem závislá na parametrech motoru, zejména na geometrických rozměrech statorového pásu a jeho modulu pružnosti, přičemž oba tyto parametry motoru jsou závislé na teplotě – je proto nutné rezonanční frekvenci f_0 stále přizpůsobovat skutečné teplotě, takže napájecí zdroj je nutné doplnit regulátorem frekvence. Třecí síla je ale rovněž závislá na teplotě, což se projevuje zejména změnou rychlosti. Je tedy nutný další pomocný člen, tj. regulátor optimální rychlosti [7].

Každý piezoelektrický motor musí být vybaven speciálním výkonovým budičem, jehož zapojení závisí na typu motoru, jeho výkonu a dalších požadavcích kladených na funkci pohonu. Budič musí zajistit generování jednotlivých signálů, jejich správný kmitočet, fázový posuv, výstupní impedanci a výstupní výkon [6].



Obr. 7.2 Konstrukční uspořádání piezomotoru [6]

Piezomotory mají mnoho předností, zejména velkou hustotu výkonu a kompaktní provedení, vyžadují však komplexní regulaci v závislosti na teplotě a otáčkách. Relativně jednoduchá regulace založená na fuzzy logice dovoluje využít všechny přednosti pohonů s piezomotory [7].

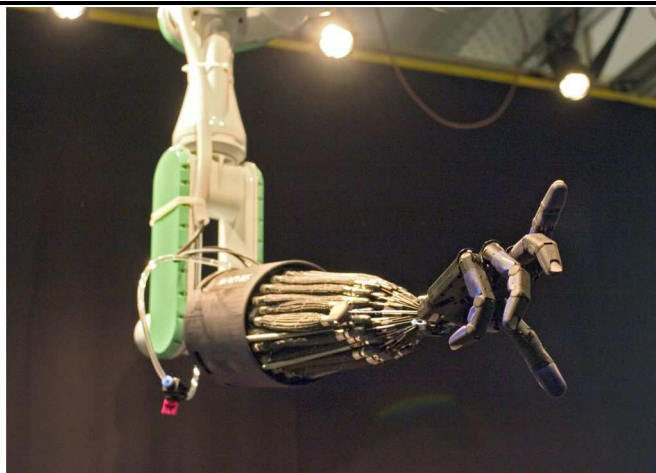
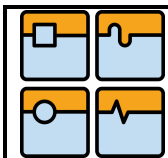
7.3 Pneumatické umělé svaly

Hlavní předností pneumatických svalů je dán mimořádně vysokým poměrem síly a výkonu k hmotnosti a objemu. Pneumatické svaly lze vyrobit prakticky v libovolné délce a průměru a jejich vlastnosti, tvar a chování jsou srovnatelné s lidskými svaly (přirozená pružnost), což umožňuje jejich snadné vzájemné propojení. Maximální dosažitelné zkrácení se pohybuje na hranici 30 % jmenovité délky svalu, což je srovnatelné s lidskými svaly. Tažná síla na jednotku plochy průřezu dosahuje až 300 N/cm² v porovnání s 40 N/cm² u svalu člověka. Pneumatické svaly mají přesný a plynulý chod mezi krajními polohami, mají také nízkou cenu, vysokou spolehlivost a je u nich potřeba minimální údržba. Mezi jejich další přednosti zejména patří odolnost vůči prachu, jelikož se jedná o hermeticky uzavřenou konstrukci.



Obr. 7.3 Pneumatický sval [11]

Většímu využití pneumatických svalů v protetice brání především potřeba stlačeného vzduchu pro pohon svalu. Způsob napájení z tlakové láhve nebo kompresoru je pro účely protéz ne zcela vhodný, stejně jako získávání plynů chemickými reakcemi, které jsou náročné na řízení reakce, chlazení a bezpečnost.



Obr. 7.4 Využití pneumatických svalů u robotické ruky [12]

7.4 Vodivé polymery, dielektrické elastomery a polymerní gely [8]

Polymerické umělé svaly lze označit jako nový typ pohonů, pro které je příznačné stoupající poměr vlastní hmotnosti k výkonu a schopností dosáhnout vysokého stupně miniaturizace.

Vodivé polymery jsou konjugované organické polymery, přes které se mohou elektrony pohybovat z jednoho konce polymeru na druhý. V umělém svalovém vlákně je mezi vrstvy vodivého polymeru vložena vrstva iontově vodivého materiálu. Při průchodu elektrického proudu souvrstvím dochází na jedné straně k redukci vrstvy vodivého polymeru a na druhé straně k oxidaci. V důsledku přenosu iontů jedna strana souvrství expanduje a druhá se smršťuje, což vede k ohnutí celé struktury. Elektrická a chemická energie jsou tak přeměněny na energii mechanickou. Umělé svaly pro roboty doposud zkonstruované na tomto principu postupně degradují, takže v současné době je životnost svalů řádově pouze 100 000 stahů.

Dielektrické elastomery také nazývané elektrostriční polymery procházejí výraznou mechanickou deformací, když jsou vloženy do elektrického pole. Pro napodobení činnosti svalu jsou elektrostriční polymery vloženy mezi dvě elektrody. Po přiložení elektrického pole se elastomer smršťuje ve směru kolmém k rovině elektrod, což je ještě umocněno normálním stlačením elastomeru kvůli elektrostatickému přitahování elektrod. Výsledkem je sval schopný dosáhnout velkého smrštění a velkých mechanických napětí. Dielektrické elastomery ani po několika letech neukazují známky degradace.

Polymerní gely jsou mezičlánkem mezi tekutinou a pevnou fází, obsahující polymerické sítě a intersticiální kapalinu. Jedna důležitá vlastnost gelů využitelná v pohonech protéz je jejich unikátní možnost změny objemu. Gely mohou zvětšit objem a poté se vrátit do původního stavu více než 1000x, což může být reakce na malé změny vnějšího stavu teploty, pH, elektrického pole nebo rozpouštědlové a iontové skladby. Tyto změny objemu jsou poměrně veliké. Návrat počátečních

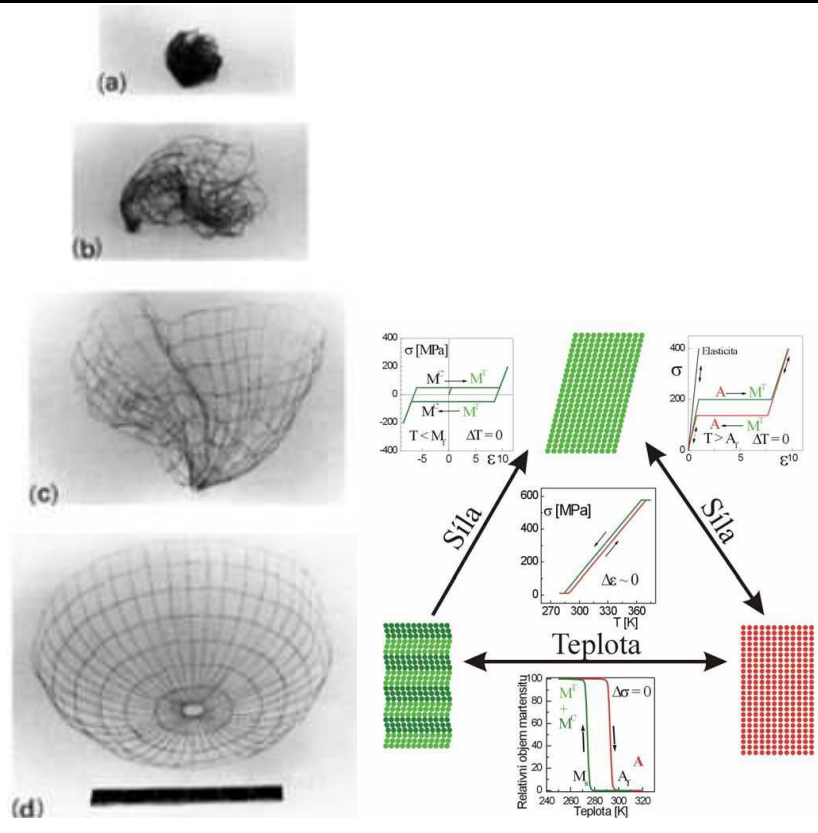
vnějších podmínek způsobí také změnu objemu gelu na původní. Pro příklad: mikroskopické vlákno gelu kontrahuje během milisekund. Navíc je kontrakce doprovázena vyvíjením značné síly. Polyacrylonitrile-polypyrrole (PAN-PPY) a polyvinylachohol (PVA) gelová vlákna generují sílu více než 100N/cm^2 , což je více než poměrná síla vyvinutá lidským svaem (cca 30N/cm^2). Pro tyto vlastnosti jsou polymerové gely zajímavé, protože je možné jejich využití jako pohonů (umělých svalů) v protetice a robotice. Komerční pohony využívající EAP polymerů musí úspěšně konkurovat existujícím pohonům v mnoha aplikacích. Tyto elektrostriktivní polymerické umělé svaly (EPAM) jsou schopny přetvoření většího než 30% a napětí více než 1,9 MPa. Měrná specifická energie dosahovaná polyuretanovými a silikonovými polymery je větší než elektromagnetických, elektrostatických, piezoelektrických a magnetostrikčních pohonů.

7.5 Materiály s tvarovou pamětí

Slitiny s tvarovou pamětí (SMA – Shape Memory Alloy) mají unikátní schopnost - po ochlazení a následné deformaci, při které dojde k podstatné změně jejího tvaru, po zahřátí nad určitou charakteristickou teplotu se materiál samovolně vrátí do svého původního tvaru. Deformace může být velká a změna tvaru výrazná. Jev tvarové paměti byl poprvé experimentálně pozorován a fyzikálně vysvětlen na poněkud exotické slitině zlato-kadmium (Au-Cd) v roce 1951. Aktivita výzkumu v tomto oboru významně vzrostla až po roce 1963, kdy byl tento jev náhodně pozorován na slitině NiTi vyvíjené původně jako antikoroziní materiál. Zpočátku se vlastností těchto kovů využívalo v konstrukci obrub brýlí nebo výztuh v podprsénkách. Slitiny SMA navíc vykazují i další velmi atraktivní vlastnosti při mechanickém namáhání, které úzce souvisí s tvarovou pamětí a je možné je souhrnně označit jako "jevy tvarové paměti" [9].

Podstata jevu spočívá v martenzitické přeměně bez objemové změny. SMA materiál v martenzitickém tvaru vytvaruje na požadovaný tvar a následně je ohřán na teplotu přibližně 550°C . Po rekrytalizaci se součást ochladí na teplotu úplné martenzitické přeměny. Součást poté lze za normální teploty libovolně plasticky deformovat, ovšem po ohřevu na austenitizační teplotu se součást vrátí do původního tvaru, přičemž vyvine větší energii, než bylo potřeba na deformaci. Tento jev se u většiny slitin projevuje v rozmezí $30\text{--}100^\circ\text{C}$ a celková deformace je 7-10%. Ohřev SMA je zpravidla elektrický, kdy se využívá elektrického odporu vlastní slitiny. [10]

V technických aplikacích jsou zdaleka nejrozšířenější slitiny NiTi (50-51% Ni) známé pod obchodním názvem Nitinol, buď binární nebo s příměsí třetího prvku (Cu, Hf, Nb). Vedle nich je však známa dlouhá řada dalších, většinou uspořádaných slitin, které buď byly studovány v rámci základního výzkumu (AuCd, CuZnAl, CuAlNi) a nebo jsou v současné době ve vývoji (FePd, TiPd, NiMnGa, CoNiA) [9].



Obr. 7.5 Ukázka chování SMA materiálů [10]

8 SENZORICKÉ VNÍMÁNÍ

Jelikož schopnost správného úchopu je nejdůležitější funkcí myoelektrické protézy, lze protézu vybavit přídatnými prvky, jako jsou senzory schopnými vnímat vnější prostředí. Tyto senzory pak zlepšují pružnost a adaptibilitu úchopu, který je jinak zcela závislá na snímání EMG signálů z amputačního pahýlu. Senzory dávají možnost protéze „vnímat“ své okolí při vykonávání vlastního úchopu a tudíž mohou částečně nahradit funkci hmatu, který má při realizaci správného úchopu nezastupitelnou roli.

Senzorické vnímání dělíme na kontaktní a bezkontaktní. Kontaktní nebo lokální vnímání zahrnuje taktilní (hmatové), proximitní, silové a momentové vnímání. Bezkontaktní vnímání obsahuje pasivní vnímání ve viditelném a neviditelném spektrálním pásmu a aktivní vnímání, používající infračervené záření, ultrazvuk, milimetrový radiolokátor a sonar. Samotné senzory je pak dále možno rozdělit na senzory vnitřní informace a senzory vnější informace včetně sensorů vizuální informace o prostředí [1].

Pro využití v protetice je vhodné zejména kontaktní senzorické vnímání.

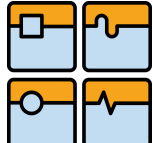
8.1 Kontaktní senzorické vnímání

Do této kategorie patří především silové a tlakové senzory, přičemž silové senzory jsou používány v robotice hlavně tehdy je-li nutná poddajnost a přizpůsobivost systému. Tudíž je tento typ sensorů analogický s lidskou rukou. Citlivost silových sensorů bývá v rozmezích 0,1 až 50 N. [1]

8.2 Dotykové senzorické vnímání

Nejdůležitější při úchopu předmětu jsou informace o jeho poloze, tvaru a rozměru. K jednodušším sensorům patří dotykové spínače, které mají jen dvě pracovní polohy – zapnuto / vypnuto. K dalším konstrukčním způsobům čidel patří skupina mikropsínačů, které po zpracování signálů slouží k zjištění typu předmětu a k vyhodnocení způsobu jeho uchopení. Způsob rozpoznání je na principu zobrazení vyšetřovaného objektu množinou bodů ve stanovených rovinách. Taky sensor je složen ze soustavy jehlových dotykových spínačů.

Pro spojitě snímání velikosti sil při mechanickém sevření objektu se používá celé řady metod. Společným principem je změna charakteristického parametru doprovázející deformaci nějaké části v blízkosti stykové plochy terminální pomůcky s objektem. Zde patří například tenzometrické snímače, které reagují na změnu deformace. Dalším typem je piezoelektrický snímač, u něhož se využívá úměrnosti mezi velikostí síly působící na piezoelektrický krystal a velikostí náboje na jeho elektrodách.

	Ústav výrobních strojů, systémů a robotiky	Str. 34
	BAKALÁŘSKÁ PRÁCE	

Ze všech senzorů je však nejdůležitější taktilní (hmatový) senzor. V současnosti jsou taktilní senzory v podstatě jen pokročilé silové / tlakové senzory snímající dané hodnoty a převádějící je na napěťové impulsy.

Při vývoji univerzálnějších senzorů, které by zastoupily lidský hmat a snímaly všechny fyzikální veličiny jako lidská ruka (tlak, teplota, vibrace, povrch předmětu, atd.), je naraženo na problém, že koneček lidského prstu obsahuje více jak 20 000 senzorických hmatových zakončení. Při samotném úchopu se vyhodnocuje značné množství jednoduchých podmětů – např. detekce hran, korekce izolovaného vstupu v porovnání se sousedními apod. Lidský prst má však senzorickou rozlišovací schopnost asi 1 mm, což znamená, že poměrně jednoduchá senzorická matice může dodat požadovanou informaci.

Jedním z možných přístupů je vytvoření senzorické „kůže“ pro protézu, která poskytuje informace při mechanické deformaci anebo při překročení teplotního rozsahu. Na tvorbu této kůže přicházejí v úvahu zejména tyto materiály: vodivá guma, piezoelektrická keramika a polyvinylidénfluorid (PVF2) jako piezoelektrický materiál. [1]

8.3 Příklad senzorického řízení protézy

Mezi protézy řízené senzorickým vnímáním patří SensorHand společnosti Otto Bock. Uživatel pouze dává pokyn k úchopu a řídicí systém na základě informací ze senzorů automaticky určí potřebnou sílu úchopu. Počáteční sevření je s malou silou (10N), která se automaticky postupně zvětšuje o 50%, jestliže senzor v konečcích prstů zjistí posun předmětu a tím nedostatečně silný úchop. Síla úchopu je měřena nepřímo pomocí tenzometru na táhlu spojujícím prsty s palcem.

Tento systém nevyžaduje tolik soustředění od uživatele a navíc umožňuje úmyslně posunout uchopovaný předmět v protéze, kdy povolení a opětné sevření prstů proběhne automaticky. [2], [3]

9 MYOELEKTRICKÉ SIGNÁLY

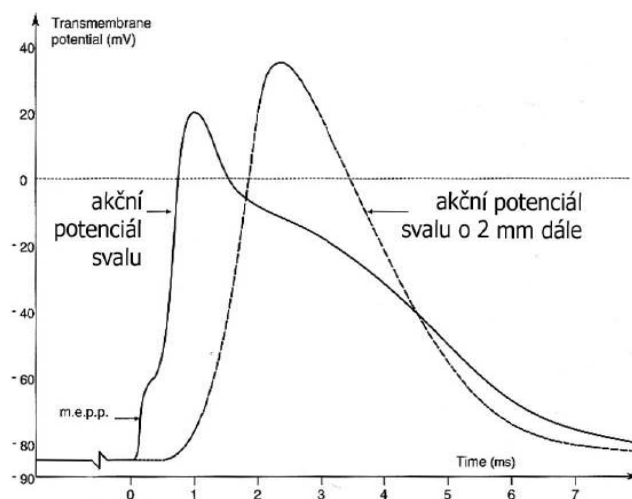
Myoelektrické (elktromyografické, EMG) signály jsou snímány pomocí elektrod z povrchu kůže nad kontrahujícími svalovými skupinami. Tyto signály jsou následně zesilovány a zpracovávány.

9.1 Historie zaznamenávání myoelektrického signálu

Již v roce 1666 zdokumentoval Francesco Redi objev specifických svalů rejnoka, které vytvářely elektrickou energii. V roce 1792 napsal A. Galvani spis "De Viribus Electricitatis in Motu Musculari Commentarius", ve kterém dokázal, že elektřina může zahájit svalovou kontrakci. V roce 1849 bylo zjištěno, že lze zaznamenat elektrickou aktivitu i při dobrovolné svalové kontrakci. První nahrávka takové kontrakce byla zaznamenána v roce 1890, kdy byl také zaveden pojem elektromyografie. V roce 1922 byl použit osciloskop pro získání elektrických signálů ze svalů. Způsob detekce myoelektrických signálů byl v letech 1930 až 1950 značně vylepšen. [21]

9.2 Elektrická aktivita činného svalu – akční potenciál

Na obou stranách membrány živých buněk lze zaznamenat elektrické napětí neboli potenciální rozdíl, který dosahuje u svalových a nervových buněk (60-100) mV, přičemž nitro buňky je negativní. Udržování klidového membránového potenciálu je charakteristická pro všechny živé buňky. Ale jen u buněk svalových a nervových se vyskytuje vzrušivost. Tyto buňky reagují na podnět (mechanický, chemický, tepelný či elektrický) přechodnými změnami vlastností svých membrán, které vedou ke vzniku akčního potenciálu. Tento jev trvá řádově milisekundy. Svalové vlákno je analogické k elektrickému kabelu, tento jev se šíří po celé délce vlákna cyklem postupné depolarizace a následné repolarizace sousedních buněk. Toto vedení vzruchu se nazývá šíření akčního potenciálu [1].

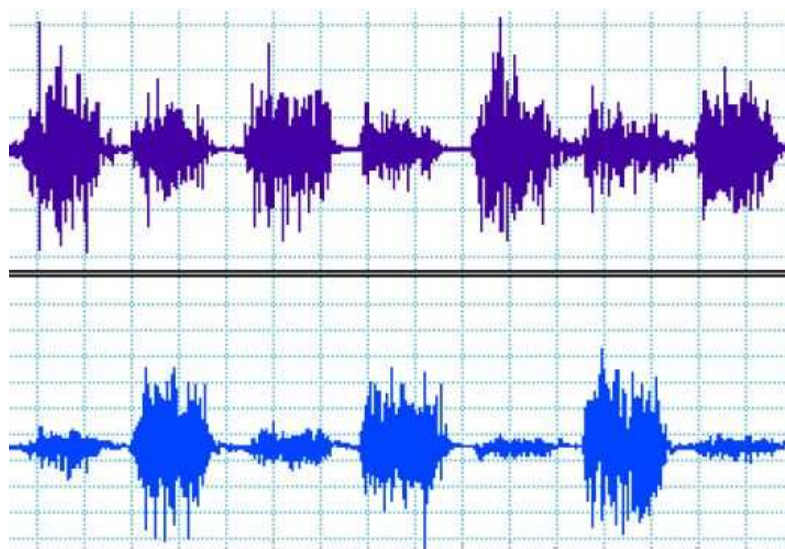


Obr. 9.1 Akční potenciál

Je-li sval volně aktivován, šíří se akční potenciál vznikající v motorickém kortexu v mozku až k jednotlivým svalovým vláknům a šíří se po jejich membránách.

Vzrušení, jdoucí přes motorické nervy, dosahuje různé motorické jednotky v jiném čase, takže ke kontrakci nedochází současně, ale střídavě - asynchronně. Tyto kontrakce však na sebe navazují. Kontrakce každého svalového vlákna příslušného určité vzrušené motorické jednotky je děj jednorázový. Každý nervový vzruch vyvolá po uplynutí latentní doby pouze jednu kontrakční vlnu, běžící po vlákně od inervačního místa za vlnou vzrušivou (s určitým fázovým posunem). Rychlosti vzrušivé a kontrakční vlny mohou být u jednotlivých vláken značně rozdílné. Vznik kontrakční vlny vlákna je signalizován akčním potencionálem.

U povrchové elektromyografie prochází akční potenciál přes přilehlé svalové tkáně, hlavně tuk a kůži, na jejímž povrchu jsou detekovány. EMG signál je výsledkem sledu akčních potenciálů motorických jednotek, které jsou detekovány povrchovou elektrodou v blízkosti kontrahovaných svalových vláken. Velikost takto naměřeného napětí se pohybuje řádově v milivoltech.



Obr. 9.2 Ukázka EMG signálu při střídavé svalové kontrakci

9.3 Zpracování myoelektrického signálu [21]

Elektrická aktivita svalů je pro potřeby myoelektrických protéz snímána povrchovými elektrodami. Tato metoda má však značná omezení neboť plošnými elektrodami je zaznamenávána aktivita mnoha svalových vláken, které jsou sdruženy do motorických jednotek. Přičemž existují dva hlavní problémy při zaznamenávání a zpracování EMG signálů.

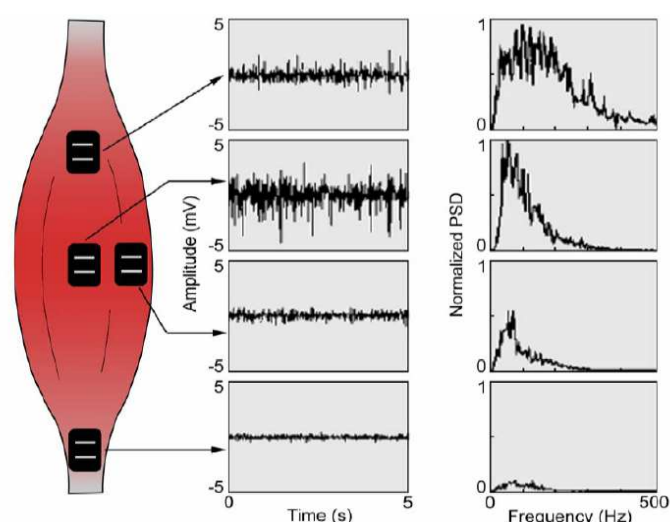
První problémem je značná přítomnost šumů v samotném EMG signálu. Zjednodušeně lze šumy definovat jako elektrické signály, které nejsou součástí

požadovaného EMG signálu. Elektrický šum, jenž může mít vliv na EMG signály, lze rozdělit následovně:

- *Neoddělitelný šum v měřící elektronice*: Všechna elektronická zařízení generují šum, který nelze odstranit, jen omezit použitím kvalitnějších součástí.
- *Šum pozadí*: lidské tělo je nepřetržitě vystavováno elektromagnetickému záření, které je zdrojem tohoto šumu. Okolní šum může mít amplitudu o jeden až tři řády vyšší než EMG signál.
- *Neoddělitelná nestabilita signálu*: Rozsah EMG má náhodný charakter, přičemž je ovlivňován množstvím pracujících motorických jednotek, které pracují v rozmezí 0 až 20 Hz. Tento druh šumu je nežádoucí a je nutné jej odstranit.

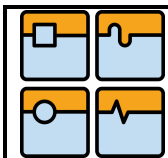
Mezi další faktory ovlivňující EMG signál patří zejména typ algoritmu a zařízení pro jeho zpracování. Tyto faktory lze rozdělit do tří skupin:

- *Kauzativní faktory*: Faktory, které mají přímý vliv na signály.
 - *Vnější*: Způsob umístění a druh snímacích elektrod při snímání signálů.
 - *Vnitřní*: Fyziologické, anatomické, biochemické faktory, jež jsou důležité kvůli počtu motorických jednotek, prokrvení svalových vláken a jejich hloubka a umístění aktivních vláken, množství tkáně mezi povrchem svalu a elektrodou.
- *Pokročilé faktory*: Pokročilé faktory jsou fyzikální a fyziologické jevy způsobené jedním z kauzativních faktorů. Pásmo propustnosti signálu elektrodami, superpozice akčních potenciálů v detekovaném EMG signálu, rychlost šíření akčních potenciálů, které se šíří podél svalových vláken nebo signály z okolních svalů.
- *Deterministické faktory*: Množství motorických jednotek a mechanická interakce mezi svalovými vlákny mají přímý vliv na EMG signál.



Obr. 9.3 Závislost snímaného EMG signálu na umístění snímací elektrody

Zpracování EMG – nejprve dochází k zesílení a digitalizaci signálu. Poté lze signál upravit pomocí konvolučního filtru, kdy určitý stálý počet impulsů, resp. jejich amplituda, je nahrazena impulsem jedním s amplitudou odpovídající lineární kombinaci (průměrem) impulsů původních. Takto je potlačen šum signálu a pak je



hodnocena absolutní hodnota maximální amplitudy signálu nebo doba nástupu maximální amplitudy.

Další možností zpracování je v kmitočtové oblasti, při které je dosaženo čistějšího EMG. Tento typ metody je založen na Fourierově transformaci signálu, při kterém je získáno amplitudové spektrum.

9.4 Metody zpracování EMG signálu

Surový EMG nabízí cenné informace, které jsou však užitečné jen tehdy, pokud ji lze kvantifikovat. Proto jsou používány různé metody zpracování syrového EMG pro dosažení přesného a aktuálního EMG signálu.

Matematické a počítačové metody používané pro zpracování EMG signálu:

- Fourierova transformace,
- Wignerova - Villeova distribuce,
- vlnová transformace,
- statistické modely,
- umělé neuronové sítě,
- dynamické neuronové sítě,
- fuzzy logické systémy. [21]

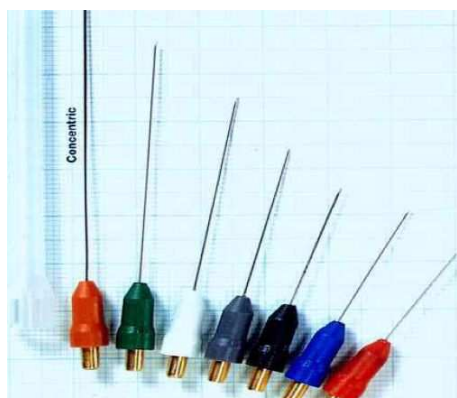
9.5 Elektrody pro snímání EMG signálu

Povrchové elektrody

Ve většině případů se používají elektrody pro snímání signálu z povrchu těla (neinvazivní). Plocha takových elektrod je menší než 1 mm^2 . Nejsou vhodné pro vyšetření akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek, protože zachycují potenciály z větší plochy takže se zaznamenává aktivita z více motorických jednotek.

Jehlové elektrody

Jehlové neboli vpichové elektrody mají velice malou plochu cca $0,6 \text{ mm}^2$. Existuje několik druhů těchto elektrod: koncentrické, bipolární, unipolární. Tento druh není vzhledem k tomu, že je značně invazivní, použitelný pro použití pro snímání z pahýlu.



Obr. 9.4 Povrchové a jehlové elektrody

10 SOUČASNÝ VÝZKUM A VÝVOJ MYOELEKTRICKÝCH PROTÉZ

V současnosti se vývojem myoelektrických protéz ruky zabývá ve světě řada vědeckých pracovišť a společností. Přitom lze rozlišit snahu o zdokonalení sériově vyráběných protéz nebo vývoj vlastního zařízení.

Hlavní snahou při zdokonalení protéz je zvětšení pohybových možností ruky zvýšením počtu nezávislých stupňů volnosti. To však zpravidla vede ke složité konstrukci protézy s velkým počtem pohonů a tím i nesnadnému řízení.

10.1 Vědecká pracoviště

10.1.1 Výzkumné centrum Karlsruhe

Jedním z pracovišť, kde vyvíjejí protézu přibližující se možnostem skutečné ruky, je Výzkumné centrum Karlsruhe v Německu. Práce na vývoji protézy s tekutinovým pohonem zvláštní konstrukce trvá již sedmým rokem. Díky své konstrukci je protéza velice lehká (protéza včetně pahýlového lůžka váží přibližně 800g). Pět aktivních prstů má 13 stupňů volnosti. Pohonné jednotky jsou plně integrované do prstů. Ruka umožňuje úchop předmětů rozličných tvarů díky vysoké adaptabilitě úchopu.

Pohonná jednotka je tvořena napájecím kanálkem pro stlačený plyn nebo kapalinu a komůrkou, která je připojena na dvě pohyblivé části kloubu. Po přivedení tlakového média element zvětšuje objem a délku. Každý prst obsahuje flexibilní tekutinové pohony pro každý kloub, senzory flexe a dotykové senzory.

Znatelnou nevýhodou je malá síla úchopu, která se pohybuje jen kolem 12 N. [1], [13]



Obr. 10.1 Protéza s tekutinovým pohonem [13]

10.1.2 Southamptonská univerzita

Na Southamptonské univerzitě ve Velké Británii je vyvíjena tzv. Southampton Remedi-Hand, která využívá šesti souprav motorů a převodů, takže se každý prst umělé ruky může pohybovat nezávisle. Protéza je velmi lehká váží 400 – 500g. Pro lepší adaptabilitu úchopu jsou použity senzory – piezoelektrické čidla umístěná v každém prstu. [14]



Obr. 10.2 Southampton Remedi-Hand [14]

10.1.3 Eastern Hiroshima Prefecture Industrial Research Institute

Další funkční protéza ruky s 16 stupni volnosti je vyvíjena na Eastern Hiroshima Prefecture Industrial Research Institute v Japonsku. Je zde vyvíjena protéza, která má palec a čtyři prsty pohyblivé v interfalangových kloubech. Protéza je poháněna čtyřmi piezoelektrickými motory, které jsou oproti klasickým stejnosměrných motorům bezhlučné. Jediný motor pohybuje čtyřmi prsty současně při uchopování předmětu.

Jestliže jeden z prstů se dotkne předmětu, zbývající pokračují v pohybu – jde o adaptabilní úchop. Řídicí systém na bázi umělé neuronové sítě je schopen snímat a zmapovat šest vstupních parametrů a převést je na šest výstupních. Vstupní parametry jsou amplitudové a výkonová spektra, získaná z EMG vzorů měřených dvěma páry elektrod, umístěných na předloktí. Šest výstupních parametrů prezentuje pohyby předloktí a ruky, zamýšlené subjektem. Metoda rozlišování šesti pohybů je vysoce spolehlivá. Vlastní hardware je zatím umístěn zvlášť. [1]

10.1.4 Neural Engineering Center for Artificial Limbs (NECAL)

Zcela jinou cestou při vývoji pokročilých protéz se vydává výzkumné středisko NECAL v Chicagu. Výzkum zde je zaměřen na širší využití poškozených nervových spojení a jejich chirurgické přemístění do náhradních svalů a kůže v nepostižené části končetiny.

Tato tzv. reinervace byla úspěšně vyzkoušena na dvou pacientech. Zejména pak u pacienta, kdy bylo amputaci nutné provést až v rameni, čímž byly znehodnoceny všechny svaly, které by mohly sloužit k ovládní klasické protézy, dosáhla tato metoda nečekaných výsledků. Při náročné operaci byly přemístěny ramenní nervy z poškozené části do hrudníku. V případě, že chce nyní pacient pohnout rukou, vyšle mozek signály namísto do amputované ruky do hrudníku. Tato metoda přinesla nečekaný průlom, jelikož kromě motorických nervů byly pacientovi do hrudníku přemístěny také nervy vjemové. Takže při stimulaci náhradních nervů v hrudníku, získává pacient jako by vjemy přicházely přímo z jeho amputované končetiny. [15]



Obr. 10.3 Pacienti s tzv. reinervací [15]

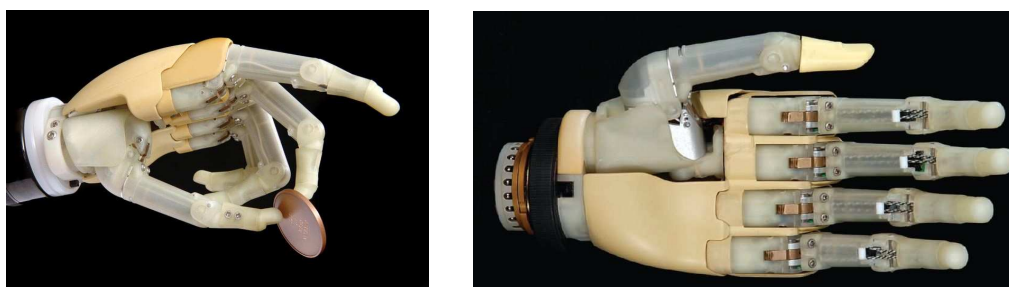
10.2 Komerční společnosti a jejich výrobky

Sériovou výrobou myoelektrických protéz ruky se zabývá několik společností, například Variety Ability Systems Inc. v Kanadě, Hugh Steeper v Anglii, Centri AB ve Švédsku, Motion Control Inc. a Hosmer Inc. v USA.

10.2.1 Touch Bionics

V lednu 2008 uvedla na trh anglická firma Touch Bionics svou sériově vyráběnou protetickou ruku **i-LIMB**. I-LIMB využívá stávajícího systému myoelektrického řízení protéz, také však těží z faktu, že všechny prsty této protetické ruky jsou nezávisle na sobě napájeny.

Poprvé je palec, stejně jako lidský palec, schopný otáčet se do různých poloh, což umožňuje daleko větší rozmanitost úchopů než je tomu u konvenčních protéz horních končetin. Jednotlivé prsty mají zabudované senzory a zámky, které umožňují daleko lepší adaptibilitu k povrchu uchopovaného předmětu. Přičemž je protéza schopna vyvinout sílu až 45 N. [16]



Obr. 10.4 Bioprotéza i-LIMB [16]

10.2.2 Otto Bock

V České republice má zastoupení jen německá společnost Otto Bock, která vyrábí jak protézy ruky v několika velikostech včetně dětských, tak i protézy pro transkarpální amputace a pracovní nástavec „elektrické kleště“.

Poněkud neobvyklou konstrukci a zejména geometrii úchopu má protéza Otto Bock **HAND 2000**, určená pro děti. Prsty se nepootáčejí v metakarpofalangovém kloubu, ale kolem osy kolmé. Pohon je zajištěn elektromotorkem s planetovou převodovkou a je

umístěn ve válcové části s 2. a 3. prstem, pohyb prstů i palce je opět spřažen. Výhody tohoto řešení jsou jednoduchost konstrukce, nízká hmotnost a poměrně silný stisk.


Novinkou v řídicích systémech je **Senzor Hand** s automatizovaným úchopem. Uživatel pouze dává pokyn k uzavření ruky (uchopení předmětu) a řídicí systém na základě informací ze senzorů automaticky určí potřebnou sílu úchopu. Počáteční sevření je s malou silou (10N), která se automaticky postupně zvětšuje o 50%, jestliže senzor s technologií SUVA v konečcích prstů zjistí posun předmětu a tím nedostatečně silný úchop. Síla úchopu je měřena nepřímo pomocí tenzometru na táhlu spojujícím prsty s palcem. Tento systém nevyžaduje tolik soustředění od uživatele a navíc umožňuje úmyslně posunout uchopovaný předmět v protěže, kdy povolení a opětné sevření prstů proběhne automaticky. [3]



Obr. 10.5 Ukázka výrobků firmy Otto Bock [3]

11 ZÁVĚR

Účelem této bakalářské práce bylo vytvořit celistvý a co možná nejaktuálnější přehled o bioprotézách horních končetin a jejich konstrukčních celcích. Pro vytvoření povědomí o tomto problému jsou zpracovány informace o základních poznatcích z oboru protetiky, o historii a rozdělení protéz, o důležitých součástech, především pak o pohonech protéz a využití myoelektrických signálů k jejich řízení. Základem pro tvorbu této práce byly informace z odborných článků, z odborné literatury a internetových stránek. Práce bohužel neobsahuje bližší specifika a konstrukční parametry jednotlivých myoprotéz, jelikož tyto informace výrobci protéz běžně neposkytují.

	Ústav výrobních strojů, systémů a robotiky	Str. 44
	BAKALÁŘSKÁ PRÁCE	

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] KOLÍBAL, Z., KNOFLÍČEK, R. *Robotické systémy vyšších generací* [online]. 1. vyd. Brno. 2005. 205 s.
<<http://simulace.fme.vutbr.cz/stranky/studium/opory.texy>>.
- [2] ČERNOHOUS, Ivo. *Studie myoelektrické protézy ruky*. Brno. 80 s. 2005. Disertační práce na Fakultě strojního inženýrství Vysokého učení technického na ústav výrobních strojů, systémů a robotiky. vedoucí disertační práce doc. Ing. Radek Knoflíček, Dr.
- [3] *Otto Bock ČR s.r.o.* [online]. 2009. [cit. 2009-04-23]. <www.ottobock.cz>
- [4] *Elektromyografie* [online]. 2007. [cit. 2009-03-14].
<http://www.biomechanika.cz/_static/attachements/studijni_materialy/elektromyografie/Elektromyografie.doc>
- [5] JANČA, Martin. *Příspěvek k řešení náhrady horní končetiny člověka volnou aktivitou*. Brno. 66 s. 2001. Disertační práce na Fakultě strojního inženýrství Vysokého učení technického na ústav výrobních strojů, systémů a robotiky.
- [6] RYDLO, P., RICHTERA, A. Piezoelektrické motory. *Elektro* [online]. 2004, č. 1, [cit. 2009-02-26].
<<http://www.odbornecasopisy.cz/download/el010404.pdf>>.
- [7] ČERNÝ, Václav. Piezoelektrické motory – regulace a řízení. *Elektro* [online]. 2004, č. 1, [cit. 2009-02-26].
<<http://www.odbornecasopisy.cz/download/el010408.pdf>>.
- [8] POTUČEK, Z., SEDLÁK, P. *Smart materiály a jejich využití* [online]. Praha. 22 s. 2007. [cit. 2009-02-27]. <<http://kipl.fjfi.cvut.cz/cz/SMAM/sylabus.pdf>>.
- [9] NOVÁK, V., *Intermetalika a jevy tvarové paměti* [online]. 2005. [cit. 2009-02-26]. <<http://www.open-science.cz/ov/users/Image/default/C1Kurzy/Fyzika/9novak.pdf>>.
- [10] OTSAKA, K., WAYMAN, C. *Shape Memory Materials* [online]. 1th pub. Cambridge. 1998. 22 s. 2002 [cit. 2009-02-26].
<<http://catdir.loc.gov/catdir/samples/cam034/97036119.pdf>>. ISBN 0 521 44487 X.
- [11] KOPECKÝ, L. Pneumatický sval v robotice. *Automatizace* [online]. 2005, roč. 48, č. 5, [cit. 2009-02-27].
<<http://www.automatizace.cz/article.php?a=683>>.
- [12] *Shadow Robot Company* [online]. 2009. [cit. 2009-04-23].
<<http://www.shadowrobot.com/hand/>>.
- [13] DW – WORLD [online]. 2009. [cit. 2009-04-23]. <<http://www.dw-world.de/dw/article/0,2144,3326887,00.html>>.
- [14] *medGadget* [online]. 2009. [cit. 2009-04-24].
<http://medgadget.com/archives/2005/09/the_southampton.html>.
- [15] *Rehabilitation Institute of Chicago* [online]. 2009. [cit. 2009-04-23].
<<http://www.ric.org/research/centers/necal/index.aspx>>.
- [16] *Touch Bionics* [online]. 2009. [cit. 2009-04-24].
<<http://www.touchbionics.com/professionals.php?section=5>>.
- [17] JAROŠ, Z., *Databázová podpora lékařské rehabilitace pohybového ústrojí ruky člověka* [CD-ROM]. Brno. 87 s. 2007. Diplomová práce na Fakultě

strojního inženýrství Vysokého učení technického na ústav výrobních strojů, systémů a robotiky. vedoucí diplomové práce doc. Ing. Pavlu Bělohoubkovi, CSc.

- [18] PAPOUŠEK, D., *Analýza komplexní spolehlivosti transtabilní protézy*. Brno. 135 s. 2008. Disertační práce na Fakultě strojního inženýrství Vysokého učení technického na ústav konstruování. vedoucí disertační práce doc. Ing. Pavel Mazal, CSc.
- [19] *Biomechanice* [online]. 2009. [cit. 2009-01-23].
<<http://www.pages.drexel.edu/~atn26/history.htm>>.
- [20] *Capital Health* [online]. 2009. [cit. 2009-01-23].
<<http://www.cdha.nshealth.ca/default.aspx?page=Expanded¢erContent.Id.0=10187&category.Categories.1=137>>.
- [21] B.I. Raez, M., S. Hussain, M., Mohd-Yasin, F. *Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications* [online]. 2006. [cit. 2009-01-24].
<<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1455479>>.
- [22] *Wikipedia* [online]. 2009. [cit. 2009-01-23]. <<http://cs.wikipedia.org/>>.

SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obr. 3.1	Protéza prstu egyptské mumie[19]	14
Obr. 4.1	Kosti horní končetiny [17]	16
Obr. 4.2	Rozsah pohybu kloubů ruky [2].....	17
Obr. 4.3	Stupně volnosti horní končetiny	18
Obr. 5.1	Jednotlivé amputační úrovně horních končetin [18].....	20
Obr. 5.4	Hybridní protéza	21
Obr. 6.1	Myoelektrická protéza.....	22
Obr. 6.2	Základní komponenty protézy.....	22
Obr. 6.3	Kosmetické rukavice	26
Obr. 7.1	Lineární piezomotor [7]	28
Obr. 7.2	Konstrukční uspořádání piezomotoru [6]	29
Obr. 7.3	Pneumatický sval [11]	29
Obr. 7.4	Využití pneumatických svalů u robotické ruky [12].....	30
Obr. 7.5	Ukázka chování SMA materiálů [10].....	32
Obr. 9.1	Akční potenciál	35
Obr. 9.2	Ukázka EMG signálu při střídavé svalové kontrakci	36
Obr. 9.3	Závislost snímaného EMG signálu na umístění snímací elektrody.....	37
Obr. 9.4	Povrchové a jehlové elektrody	38
Obr. 10.1	Protéza s tekutinovým pohonem [13].....	39
Obr. 10.2	Southampton Remedi-Hand [14]	40
Obr. 10.3	Pacienti s tzv. reinervací [15].....	41
Obr. 10.4	Bioprotéza i-LIMB [16]	41
Obr. 10.5	Ukázka výrobků firmy Otto Bock [3].....	42